

A1

**DEMANDE
DE BREVET D'INVENTION**

(21)

N° 78 00516

(54) Procédé de dépouillement sur oscilloscope de trains de signaux normalement répétitifs.

(51) Classification internationale (Int. Cl.²). G 11 B 5/02, 31/00.

(22) Date de dépôt 10 janvier 1978, à 14 h 58 mn.

(33) (32) (31) Priorité revendiquée :

(41) Date de la mise à la disposition du public de la demande B.O.P.I. — «Listes» n. 31 du 3-8-1979.

(71) Déposant : Société dite : AERAZUR - CONSTRUCTIONS ELECTRONIQUES, Société anonyme et RICHLET Jacques Ernest, résidant en France.

(72) Invention de : Aimé Berthon.

(73) Titulaire : *Idem* (71)

(74) Mandataire : Cabinet Chereau et Cabinet Rodés réunis. Conseils en brevets d'invention, 107, boulevard Pereire, 75017 Paris.

La présente invention concerne un procédé et un appareil de dépouillement de signaux normalement répétitifs, mémorisés initialement sous forme non-visible, et plus particulièrement, sur bande magnétique.

- 5 Une application particulière de la présente invention vise le dépouillement des bandes magnétiques de surveillance d'électrocardiogramme (ECG).

Il est connu dans l'art antérieur pour des malades cardiaques d'enregistrer en continu leurs battements cardiaques et d'examiner ensuite les bandes enregistrées pour pouvoir surveiller
10 de façon très régulière l'état du malade.

La technique dite de Holter employée pour surveiller les arythmies cardiaques pour des sujets ambulatoires consiste à appareiller le sujet d'une minicassette enregistrant de façon continue l'électrocardiogramme du sujet sur des durées de l'ordre de
15 24 heures.

La cassette est ensuite dépouillée à l'aide d'un poste de lecture permettant de relire très rapidement le contenu de la cassette avec une accélération du temps généralement choisie
20 égale à 30, 60 fois ou 120 fois. Un enregistrement est donc dépouillé en 48, 24 ou 12 minutes.

De façon classique le poste de dépouillement situé en milieu hospitalier est constitué d'une partie automatique utilisant généralement un miniordinateur.

- 25 Le poste semi automatique comprend un lecteur en temps accéléré des cassettes enregistrées; un moyen de repérage temps dont la fonction est de fournir à l'opérateur l'heure vraie de la partie d'enregistrement qu'il est en train de relire; une console pour visualiser l'électrocardiogramme; et un enregistreur sur lequel
30 s'inscrivent les parties de signaux bruts qui ont été sélectionnées par l'opérateur. Généralement la visualisation de l'ECG se fait sur oscilloscope, chaque balayage étant déclenché pour la lecture de chaque onde ou complexe QRS. L'opérateur a ainsi l'impression de voir sur l'oscilloscope un QRS immobile lorsque la forme de l'onde QRS et le rythme cardiaque sont stables toute perturbation dans le rythme et/ou la forme se traduisant par une désynchronisation perceptible par l'opérateur. Néanmoins, compte tenu
35 de la vitesse avec laquelle se succèdent les QRS (de 1/30 à 1/120 seconde suivant l'accélération choisie), lorsque l'opérateur réagit

le phénomène est déjà passé. Il est nécessaire d'arrêter la bande, de la repositionner en arrière et de relire à vitesse plus lente pour inscrire la séquence d'ECG sélectionnée sur l'enregistreur graphique. Cette contrainte d'exploitation ralentit fortement le temps de relecture de la cassette et impose une fatigue très grande à l'opérateur.

Diverses variantes de ce procédé ont été imaginées (visualisation d'une séquence de quelques dizaines de secondes grâce à la technique de la fenêtre glissante) mais aucune d'entre elles n'apporte de solution satisfaisante quant à la durée de lecture et au confort de l'opérateur.

Ainsi, un objet de la présente invention est de prévoir un nouveau procédé de dépouillement d'enregistrements de signaux normalement répétitifs, palliant les inconvénients des procédés de l'art antérieur et présentant notamment les avantages suivants :

- efficacité de la sélection des séquences de signaux anormales
- rapidité de sélection
- confort de l'opérateur.

Un autre objet de la présente invention est de prévoir un tel procédé permettant en outre l'enregistrement simple et rapide des séquences de signaux anormales.

Un autre objet de la présente invention est de prévoir un appareil mettant en oeuvre le procédé ci-dessus.

Pour atteindre ces objets ainsi que d'autres, la présente invention prévoit un procédé de dépouillement sur oscilloscope de trains de signaux normalement répétitifs, consistant à envoyer lesdits trains de signaux vers au moins un oscilloscope à mémoire d'écran; à enregistrer séquentiellement sous forme de lignes successives décalées les trains de signaux ; à synchroniser le balayage de l'oscilloscope avec les trains de signaux à analyser pour que le balayage de chaque ligne commence selon une relation prédéterminée avec le premier signal du train de signaux qui suit le dernier signal de la ligne précédente; à effacer ensuite l'écran en totalité ou en partie; et à réenregistrer séquentiellement sur les parties effacées la suite des trains de signaux.

Selon un autre aspect de la présente invention, la mémoire d'écran d'un oscilloscope unique peut être divisée en deux par-

ties à effaçages distincts d'où il résulte que dès que l'une des parties est sur le point d'être complètement remplie, on efface l'autre partie pour y effectuer les enregistrements suivants. Selon encore un autre aspect de la présente invention, il peut être prévu
5 plusieurs oscilloscopes à mémoire d'écran sur lesquels on enregistre successivement les trains d'impulsions dans un ordre déterminé, en revenant au premier oscilloscope préalablement effacé quand l'écran du dernier oscilloscope a été rempli.

La présente invention prévoit également de mémoriser
10 de façon continue, au moins un certain nombre de lignes de signaux contenus sur l'écran d'un oscilloscope, de façon à pouvoir, dès qu'un défaut est perçu lors de la visualisation, transférer à partir de mémoires sur un support permanent ou semi-permanent les trains de signaux voisins de ce défaut pour, par exemple, en permettre une
15 analyse plus approfondie.

Dans la description détaillée ci-après de modes de réalisation particuliers de la présente invention, on s'attachera plus particulièrement à l'application de l'invention à l'analyse d'électrocardiogrammes enregistrés journallement sur cassettes mais bien en-
20 tendu, la présente invention s'applique de façon générale à l'analyse de tous défauts dans des trains de signaux normalement répétitifs.

Quelques modes de réalisation de la présente invention seront exposés en relation avec les dessins joints dans lesquels :

La figure 1A représente très schématiquement la présente
25 invention;

La figure 1B représente quelques courbes utiles à l'exposé de la présente invention;

La figure 2 représente un premier mode de réalisation de la présente invention;

30 La figure 3 représente diverses formes de signaux utiles à l'exposé du mode de réalisation de la figure 2;

La figure 4 représente un deuxième mode de réalisation de la présente invention;

35 La figure 5 représente un mode particulier d'affichage d'électrocardiogrammes selon la présente invention;

La figure 6 représente un dispositif permettant l'affichage selon la figure 5;

La figure 7 représente un mode de réalisation de dispositifs de mémorisation pour permettre d'enregistrer des électrocardiogrammes visualisés selon la présente invention;

La figure 8 représente un mode de réalisation d'écran facilitant l'enregistrement de portions d'électrocardiogrammes; et

La figure 9 représente un autre mode de réalisation de dispositifs de mémorisation selon la présente invention.

La figure 1 illustre sous forme de blocs et de façon très générale la présente invention. Un électrocardiogramme (ECG) est transmis à une borne 1. Cet électrocardiogramme provient soit de la sortie d'un amplificateur d'ECG branché sur un patient, soit d'un magnétophone (à cassette ou à bande) relu en temps réel ou en temps accéléré. Ce signal d'ECG est transmis par l'intermédiaire d'un circuit de retard 2 à une première entrée d'addition d'un additionneur 3. Le signal d'ECG est également transmis à un circuit de détection et de mise en forme 4 fournissant une impulsion de largeur et d'amplitude calibrées synchrone de chaque complexe QRS. La sortie du circuit de détection 4 est transmise à un circuit de base de temps 5. Ce circuit de base de temps 5 fournit d'une part des signaux de balayage Y à sa sortie 5_1 , d'autre part, des signaux de balayage X à sa sortie 5_2 et enfin des signaux d'effacement à sa sortie 5_3 . La sortie 5_1 est connectée à l'autre borne d'entrée de l'additionneur 3 et la sortie de l'additionneur 3 est connectée à une première entrée de balayage Y 6_1 d'un écran d'oscilloscope à mémoire 6. Les sorties 5_2 et 5_3 de la base de temps 5 sont respectivement connectées aux entrées de balayage X 6_2 et d'effacement 6_3 de l'oscilloscope 6. Le circuit de base de temps 5 agit en relation avec le circuit de détection de QRS 4 pour fournir des incréments de tension sur sa sortie 5_1 après chaque balayage de ligne de l'oscilloscope 6 de façon que des lignes successives se trouvent décalées les unes par rapport aux autres. Les signaux de balayage X permettent de façon classique de tracer des lignes sur l'écran et les signaux d'effacement permettent d'annuler l'effet de mémoire de l'écran de l'oscilloscope 6 et sont utilisés d'une façon qui sera exposée ci-après.

On obtient donc, une présentation de l'ECG du type représenté dans la figure 1A, c'est-à-dire dans laquelle les figures d'ECG successives apparaissent sur une ligne puis sur des lignes successives. Ces lignes, au nombre de N, sont décalées l'une par

rapport à l'autre d'une quantité de quelques millimètres, de façon à obtenir une représentation nette des trains de signaux. Les unités de temps et d'amplitude sont par exemple celles qui sont habituellement choisies par les médecins pour la lecture des ECG, à savoir 2,5 cm en X représentent une seconde de temps vrai et 1 cm en Y représente une tension électrique de 1 millivolt.

Afin de mettre en évidence de façon nette les variations de périodes cardiaques instantanées ou survenant sur quelques minutes, il est possible d'aligner tous les complexes QRS au début de chaque ligne. Cette fonction est assurée par la relation entre la base de temps 5 et le circuit de détection de QRS 4 d'une façon qui sera exposée plus en détail ci-après.

La figure 1B représente à titre d'exemple en a un complexe d'ECG comprenant les pics successifs PQRS_T, comme cela est bien connu, ce complexe étant généralement désigné simplement par l'appellation "complexe QRS" selon la désignation usuelle des trois pics les plus importants. Le circuit de détection de QRS 4 fournit le crêteau représenté en b de la figure 1B survenant à l'instant t_0 par rapport au complexe QRS. Le départ du balayage X à chaque début de ligne est synchronisé sur l'instant t_0 comme le montre la courbe c de la figure 1B, et, enfin, le début de l'enregistrement du premier complexe QRS de chaque ligne est retardé de ΔT comme le montre la figure 1B en d, ce retard ΔT étant assuré par le moyen de retard 2.

On notera que, sur l'écran 6 de la figure 1A, sont représentés sur les lignes 1, 3 et 4 des battements cardiaques réguliers alors qu'il apparaît sur la ligne 2, une extra-systole, et sur la ligne 5 un lambeau de tachycardie.

A titre d'exemple, avec un écran ayant pour dimension 10 x 12,5 cm, par exemple l'écran de l'oscilloscope modèle 5111 disponible auprès de la société dite Tektronix, on a pu obtenir un affichage visible avec 50 lignes, la durée de temps vrai représentée par chaque ligne étant de 5 secondes, les lignes étant distantes d'environ 2 mm. Ainsi, la durée d'ECG visualisée globalement sur l'écran correspond à 250 secondes du temps de l'enregistrement de l'ECG, et à environ 2 secondes de temps de lecture si l'on utilise une bande accélérée 120 fois pour la lecture. L'oscilloscope particulier énoncé ci-dessus, présente la possibilité d'ef-

facier l'affichage sélectivement dans la moitié supérieure ou la moitié inférieure. Cet effacement peut être prévu de façon automatique ou manuelle. Ainsi, l'opérateur peut procéder à l'effacement de l'une des moitiés dès qu'il a exploité complètement les informations de cette moitié, et tandis que les informations s'écrivent sur l'autre moitié.

La figure 2 représente plus en détail un mode de réalisation de la base de temps 5 de la figure 1A, dans le cas où l'oscilloscope utilisé ne possède pas sa propre base de temps, ce qui est par exemple le cas du moniteur 603 de la société dite Tektronix. Dans cette figure 2, des références identiques désignent de mêmes éléments qu'en figure 1A. Un lecteur de cassette 10 fonctionnant en temps accéléré ou en temps réel d'ECG est représenté connecté à la borne d'entrée 1 du dispositif.

Dans le bloc 5, une horloge 11 de fréquence F , de l'ordre de 100 à 150 Hertz par exemple pour des signaux d'ECG en temps réel (ou de $K \times 100$ Hertz pour des signaux relus en temps accéléré avec un facteur d'accélération K), alimente en signaux h_1 un compteur 12. Le contenu de ce compteur est converti sous forme analogique par un convertisseur numérique/analogique 13 dont la sortie fournit les signaux de balayage X envoyés à la borne 6_2 de l'oscilloscope 6 de la figure 1. Le compteur 12 a une capacité maximale de E états, E étant le nombre d'échantillons discernables sur une ligne de l'oscilloscope (dans l'exemple choisi, E égale 500 points correspondants par ligne à une durée de signal d'ECG de 5 secondes échantillonnées à 100 points par seconde).

Au bout de E/F secondes, le compteur 12 est plein et produit une impulsion h_2 et le spot de l'oscilloscope se trouve à l'extrémité droite de la ligne après avoir inscrit une portion d'ECG sur cette ligne. Le compteur 12 est alors stoppé et remis à zéro par l'impulsion h_2 . Le compteur 12 est ensuite revalidé par une impulsion h_3 provenant de la sortie d'une porte ET 14 dont une première entrée reçoit l'impulsion h_2 et une deuxième entrée reçoit la sortie du circuit de détection de QRS 4. Ainsi, le redémarrage du compteur 12 ne se produit qu'à l'instant t_0 correspondant à l'arrivée du complexe QRS suivant, pour réaliser la synchronisation initiale de lignes exposée en relation avec la description de la figure 1A. L'impulsion h_2 de sortie du compteur 12 est également ap-

pliquée à un compteur 15 utilisé en décomptage et ayant une capacité maximale de N , N étant le nombre de lignes que l'on souhaite afficher sur l'écran. Le contenu de ce compteur 15 est converti sous forme analogique par un convertisseur numérique/analogique 16 dont la sortie est fournie à l'additionneur 3, la sortie de cet additionneur étant connectée à la borne 6_1 de balayage Y de l'oscilloscope comme cela a été exposé précédemment. A chaque fin de balayage de ligne, repéré par l'impulsion h_2 , le compteur 15 se décroimente d'une unité, et le niveau de sortie h_4 du convertisseur 16 diminue d'un pas ce qui provoque que la ligne suivante est décalée vers le bas d'un même pas.

Lorsque le compteur 15 est vide, l'écran de l'oscilloscope 6 est complètement rempli. L'information de compteur vide est alors fournie à la borne de sortie 15_1 du compteur-décompteur 15. Cette borne de sortie 15_1 peut être connectée directement, d'une part, à la borne de remise à N 15_2 du compteur 15, et, d'autre part, à la borne d'effacement 6_3 de l'oscilloscope, ou bien, comme cela est indiqué, la borne 15_1 peut être connectée à la borne 15_2 et à la borne 6_3 par l'intermédiaire d'une bascule 17. Dans le cas représenté, il faut qu'un opérateur agisse sur une borne d'entrée 17_1 de la bascule 17 pour fournir un signal de remise à N du décompteur 15 et un signal d'effacement à la borne 6_3 de l'oscilloscope.

Il est en effet souhaitable dans le cas décrit en relation avec la figure 2, dans lequel un seul écran de lecture est prévu, de laisser à l'opérateur suffisamment de temps avant de redéclencher un balayage de l'écran pour que cet opérateur puisse examiner avec soin les dernières lignes affichées sur l'écran.

Pour accélérer la visualisation, tout en facilitant le travail de l'opérateur, il est possible comme cela a été exposé précédemment, de prévoir un écran en deux parties effaçables séparément ou bien deux écrans. La figure 4 représente un circuit propre à fournir des signaux de commande d'effacement approprié à un tel dispositif double à deux écrans sans intervention de l'opérateur.

Pendant que l'opérateur examine l'écran 1, l'écran 2 est en train de se remplir. Lorsque l'écran 2 est plein, une commande automatique d'effacement de l'écran 1 est déclenchée; l'opérateur examine alors l'écran 2 pendant que l'écran 1 est de nouveau en train

de se remplir et ainsi de suite. Ainsi, comme le représente la figure 4, la sortie 15₁ du décompteur 15 est connectée à un circuit de division par deux 21 et la sortie de l'additionneur 3 est séparée en deux branches connectées respectivement à des circuits de commutation commandés tels que des transistors à effet de champ 22a et 22b. Les entrées de commande de ces transistors à effet de champ 22a et 22b sont connectées aux sorties en opposition h8 et $\overline{h8}$ du circuit de division par deux 21. Ainsi, les deux entrées 6_{1a} et 6_{1b} de balayage Y respectives des deux oscilloscopes ou des deux parties d'oscilloscopes sont alternativement alimentées. De même les sorties h8 et $\overline{h8}$ sont transmises par l'intermédiaire de circuits monostables de retard 23a et 23b aux entrées d'effacement 6_{3a} et 6_{3b} des deux oscilloscopes ou des deux parties d'écran d'oscilloscope.

Il convient de souligner que ce mode de représentation alterné sur deux écrans ou plus, facilite grandement le travail de l'opérateur, pour lequel des groupes de complexes QRS, par exemple 25 lignes comprenant chacune 5 complexes soit 125 complexes, apparaissent simultanément. L'opérateur peut ainsi percevoir très facilement par comparaison des incidents cardiaques tels que des extrasystoles ou des accélérations ou des ralentissements du rythme cardiaque.

La figure 5 représente une variante de présentation sur oscilloscope par rapport au mode de représentation illustré en figure 1A. Selon cette variante, la représentation de l'électrocardiogramme sur l'écran ou les deux écrans est modifiée au moyen de circuits supplémentaires représentés en figure 6 pour rendre les signaux plus clairs et éviter en particulier le chevauchement vertical des complexes QRS qui peuvent se superposer d'une ligne à l'autre.

Pour cela, chaque fois qu'une nouvelle ligne est inscrite, le complexe QRS initial, situé au début d'une ligne est décalé dans le temps d'un écart de temps Δt . La présentation sur l'écran est indiquée en figure 5. On obtient ainsi une représentation ayant une apparence de relief de l'information qui met encore plus nettement en évidence toute variation de rythme.

Le circuit de la figure 6 comprend des éléments analogues à ceux représentés en figure 2 et désignés par les mêmes références. Il comprend en outre, une ligne à retard 31 ajoutée entre

le circuit de retard 2 et l'additionneur 3. Cette ligne 31 est une ligne à retard variable (par exemple du type SAD 1024 disponible auprès de la société dite Rayticon). Le retard apporté par l'élément 31 reste constant pendant le balayage d'une ligne et augmente d'un temps constant dt lors du passage d'une ligne à l'autre sous l'effet de la commande d'un oscillateur 32. à fréquence commandée par la tension, recevant un signal en $1/h_4$ obtenu à partir du signal h_4 de sortie du convertisseur 16 par un élément non-linéaire 33.

Il a été exposé ci-dessus diverses variantes pour permettre la visualisation temporairement mémorisable de complexes ECG sous forme de lignes multiples.

Dans des applications pratiques, l'opérateur vérifiant le relevé d'ECG d'un patient doit, dès qu'il perçoit un défaut, l'enregistrer de façon permanente ou semi-permanente pour pouvoir le soumettre à une personne qualifiée qui déterminera les réactions médicales à apporter aux défauts constatés.

Ainsi, on va décrire ci-après divers modes de réalisation de dispositifs d'enregistrement sur papier des électrocardiogrammes en défaut parmi les électrocardiogrammes visualisés selon les modes de réalisation de la présente invention exposés précédemment. Plus particulièrement, on s'attachera au cas où les électrocardiogrammes sont visualisés sur deux écrans ou sur deux moitiés d'écran.

Le circuit de la figure 7 représente un convertisseur analogique/numérique 40 recevant les signaux h_5 de l'ECG et connecté par l'intermédiaire d'un démultiplexeur 41 à un ensemble de mémorisation 42. La sortie des mémoires est connectée par l'intermédiaire d'un multiplexeur 43 à un convertisseur numérique/analogique 44, dont la sortie 45 peut être connectée à un enregistreur graphique ou équivalent. Le circuit de la figure 7 comprend également divers circuits d'horloge et de synchronisation qui seront décrits en détail ci-après en relation avec le fonctionnement du circuit.

Le convertisseur analogique/numérique 40 convertit le signal ECG visualisé h_5 sous forme numérique et transmet les échantillons successifs de ce signal à une cadence voisine par exemple de 100 points par seconde, pour un ECG en temps réel, et parfois plus rapidement dans le cas où une bande magnétique est relue K fois plus vite. La mémoire 42 est destinée à stocker le signal d'ECG numérisé. Sa capacité lui permet de mémoriser le contenu.

complet de l'écran ou des deux écrans. Dans le cas où un seul écran ou deux écrans sont utilisés avec 50 lignes de 5 secondes chacune permettant de visualiser 250 secondes de signaux, la capacité de stockage de la mémoire 42 sera de 25 kohms. Cette mémoire est réalisée à l'aide de registres à décalage ou de mémoires à accès aléatoire.

On décrira ci-après une mise en oeuvre faisant usage de registres à décalage. La mémoire 42 est divisée en deux blocs 421 et 422 divisés chacun en P pages (dans le mode de réalisation représenté, P = 4 et il existe ainsi 8 pages au total). Chaque page contient N/P des lignes inscrites sur l'écran. A chaque nouvelle arrivée d'un échantillon, le contenu de la mémoire est décalé d'une unité; l'échantillon qui avait A comme adresse dans la mémoire a pour adresse A + 1 à l'instant suivant et le dernier échantillon d'adresse maximale (le premier entré) est perdu. Cette opération de décalage est réalisée automatiquement à chaque envoi de l'horloge de commande connectée aux entrées H de chacun des blocs mémoires. Chaque page, comme cela est montré uniquement pour la page 1 dans la figure 7, est réalisée à l'aide de registres série de capacité N/P.

Tous les bits d'un mot se propagent en parallèle. On utilise par page autant de registres en parallèle qu'il y a de bits dans un mot.

Dans un mode de réalisation, on utilise un codage à sept bits pour chaque échantillon d'ECG soit 3.072 mots. Chaque registre série élémentaire contient donc 3.072 contenus binaires et est réalisé par la mise en série de trois circuits intégrés, chacun d'eux réalisant la fonction d'un registre à décalage de 1.024 bits.

Le premier bloc ou bloc 421 de la mémoire contient les pages 1 à 4, et le deuxième bloc ou bloc 422 contient les pages 5 à 8.

L'information fournie par le convertisseur 40 est envoyée alternativement sur les blocs 421 et 422 par l'intermédiaire d'un démultiplexeur 41. La commande de démultiplexeur est réalisée par des signaux semblables aux signaux h8 et $\overline{h8}$ décrits en relation avec la figure 4. Ces signaux indiquent que l'un des deux écrans ou qu'une moitié d'un écran est complètement rempli. Pour sortir des informations de la mémoire, le multiplexeur 43 reçoit les mots binaires fournis à la sortie des P pages et choisit un mot parmi P.

Ce mot est converti sous forme analogique par le convertisseur 44.

La sortie de ce convertisseur fournit donc la portion de signal d'ECG reconstituée qui était contenue dans la page sélectionnée. Dans l'exemple de réalisation représenté, une page correspond à 30,72 secondes de signal ECG soit environ 6 lignes de 5 secondes.

5 La sélection d'une page sélectionnée parmi les pages ou ensemble de lignes sur l'écran se fait par l'intermédiaire d'un organe de sélection de page 45, actionné par un ensemble de commutateurs à bouton-poussoir 46, actionnés par l'opérateur qui sélectionne ainsi la page mémoire dont le contenu sera inscrit sur
10 l'enregistreur graphique connecté à la borne 45.

Un circuit de base de temps 47, permet d'assurer les synchronisations nécessaires pour déclencher le convertisseur 40, et pour décoder l'information dans la mémoire 42.

Deux horloges 48 et 49 sont utilisées. L'horloge 48 sert à décaler l'information dans les mémoires lors de l'écriture. Cette horloge sert également à déclencher le convertisseur 40. Sa fréquence est par exemple de 100 Hertz dans le cas de signaux d'ECG provenant directement d'un patient, et de $100 \times K$ Hertz dans le cas où l'ECG que l'on traite provient d'une bande magnétique relue très
20 rapidement.

L'horloge 49 est une horloge de lecture très rapide permettant le transfert en lecture par le multiplexeur de données mémorisées sélectionnées. Les horloges 48 et 49 sont connectées aux entrées H des blocs-mémoires par l'intermédiaire de transistors à effet de champ 50, connectés de la façon représentée pour assurer
25 le fonctionnement en lecture ou en écriture. La commande des transistors à effet de champ se fait à partir du circuit de sélection d'adresse de page par l'intermédiaire de circuits monostables 51 et 52. Le circuit de sélection d'adresse de page est également
30 connecté à un ensemble de portes OU 53, comme cela est représenté, pour fournir un signal de sortie h9 permettant par exemple d'indiquer que l'opérateur vient d'enfoncer une touche et pouvant être utilisé dans le cas de la lecture d'une bande pour arrêter celle-ci pendant la lecture d'une page et redémarrer la bande ensuite,
35 le temps de lecture d'une page étant le temps fixé par les monostables 51 et 52.

Le clavier 46 actionnable par l'opérateur peut par exemple
38 être réalisé sous forme de bouton-poussoirs situés de façon adjacente à ou aux oscilloscopes de visualisation comme cela est représenté

en figure 8. Dans la figure 8, les N lignes de l'écran sont divisées en 8 pages. L'opérateur sait donc dans quelle partie de l'écran se trouve l'information qui l'intéresse et il agit sur la touche correspondante ce qui a comme conséquence pour la page sélectionnée le remplacement de l'horloge d'écriture par l'horloge de lecture dont la fréquence est adaptée à la cadence de sortie de l'information exigée par l'enregistreur graphique ou magnétique connecté à la sortie 45 du circuit. Grâce à ce procédé, on peut très rapidement inscrire sur un enregistreur rapide l'information stockée dans une page et écrite à une cadence lente ou au contraire relire très lentement une information écrite très rapidement (cas d'une lecture de bande magnétique en temps accéléré) dans les mémoires. Ainsi, l'enregistreur connecté à la borne 45 ne contiendra que les séquences d'ECG qu'aura sélectionnées l'opérateur, c'est-à-dire les séquences anormales.

La figure 9 représente un mode de réalisation simplifié de moyen de mémorisation de séquences choisies de l'électrocardiogramme. Selon ce mode de réalisation, les signaux h5 de l'ECG sont transmis au convertisseur analogique/numérique 40 et de là directement à une mémoire 60 constituée d'un seul bloc, c'est-à-dire correspondant par exemple à la page 1 du bloc 421 du circuit de la figure 7. La sortie de cette mémoire est connectée par l'intermédiaire d'un convertisseur numérique/analogique 61 à l'entrée 45 d'un enregistreur graphique ou analogue. La mémoire 60 contient en permanence les N/P lignes d'ECG de l'écran qui précèdent immédiatement la ligne en cours de visualisation et non plus la totalité des lignes inscrites sur l'écran. Par exemple, si le bloc contient 6 lignes ou 30 secondes d'ECG, la mémoire 60 contiendra les cinq dernières lignes précédant la ligne en cours d'inscription sur l'écran ainsi que celle-ci.

Si l'ECG est envoyé en temps réel sur le dispositif, l'opérateur qui détecte un phénomène intéressant dispose donc de 30 secondes pour prendre la décision de recopier la partie d'écran précédant immédiatement la partie intéressante. Si l'ECG est accéléré K fois (60 fois par exemple), l'opérateur disposera d'une demi-seconde pour prendre la décision de vider le contenu de la mémoire. Il dispose pour cela d'une commande du même type que cela est décrit en relation avec la figure 7 mais bien entendu légère-

ment simplifiée, comprenant une horloge d'écriture 48, une horloge de lecture 49, des commutateurs de sélection d'horloge 50 et un bouton de commande 62 correspondant, de façon simplifiée au clavier 46. Il est également prévu, de la façon représentée, un circuit monostable 63.

Bien entendu, les divers modes de réalisation de dispositifs d'affichage et les divers modes de réalisation de dispositifs de mémorisation peuvent être combinés de toutes les façons possibles. En outre, bien que le nombre d'écrans d'affichage ait été limité à deux dans la description précédente, de même que le nombre de blocs-mémoires, on peut prévoir un nombre quelconque d'écrans d'affichage et de blocs-mémoires correspondants.

La présente invention n'est pas limitée aux exemples de réalisation qui viennent d'être décrits, elle est au contraire susceptible de variantes et de modifications qui apparaîtront à l'homme de l'art.

REVENDECATIONS

1 - Procédé de dépouillement sur oscilloscope de trains de signaux normalement répétitifs, caractérisé en ce qu'il comprend les étapes suivantes :

- 5 - envoyer lesdits trains de signaux vers au moins un oscilloscope à mémoire d'écran;
- enregistrer séquentiellement sous forme de lignes successives et décalées les trains de signaux;
- synchroniser le balayage de l'oscilloscope avec les trains de signaux à analyser pour que le balayage de chaque ligne commence selon une relation prédéterminée avec le premier signal d'une ligne qui suit le dernier signal de la ligne précédente;
- 10 - effacer ensuite l'écran en totalité ou en partie;
- réenregistrer séquentiellement sur les parties effa-
- 15 cées.

2 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que les parties initiales de chaque signal sont décalées d'un retard prédéterminé constant par rapport au début d'une ligne.

- 3 - Procédé selon la revendication 1, caractérisé en ce que le balayage de l'oscilloscope est synchronisé de sorte que le premier signal de chaque ligne soit décalé d'une quantité prédéterminée par rapport au premier signal de la ligne immédiatement précédente.
- 20

- 4 - Procédé selon l'une quelconque des revendications 1 à 3, caractérisé en ce qu'il consiste en outre à enregistrer sur une mémoire électronique, un ensemble de trains de signaux précédant immédiatement le signal en cours de visualisation.
- 25

- 5 - Procédé selon la revendication 4, caractérisé en ce qu'il consiste en outre à enregistrer sur mémoire permanente, à partir des signaux précédemment mémorisés sur mémoire électronique des parties choisies des trains de signaux visualisés.
- 30

6 - Dispositif de dépouillement sur oscilloscope de trains de signaux d'électrocardiogramme, caractérisé en ce qu'il comprend:

- des moyens pour appliquer sur l'entrée de balayage Y de l'oscilloscope et en superposition les signaux de l'ECG et des signaux en escalier d'un premier pas prédéterminé;
- 35
- des moyens pour envoyer sur l'entrée de balayage X de l'oscilloscope des seconds signaux en escalier, de fréquence élevée
- 38

devant celle des premiers signaux en escalier;

- des moyens pour synchroniser le début des signaux en escalier de balayage X avec l'arrivée d'un complexe QRS de l'ECG.

5 7 - Dispositif selon la revendication 6, caractérisé en ce que l'oscilloscope comprend deux moyens d'écran recevant successivement une série de signaux de balayage X et de balayage Y et des moyens pour envoyer les signaux de balayage Y vers le deuxième moyen d'écran quand le premier moyen d'écran a été rempli.

10 8 - Dispositif selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce qu'il comprend en outre, un convertisseur analogique/numérique, un démultiplexeur et un moyen de mémoire pour recevoir une longueur prédéterminée de signaux d'ECG, précédant le signal d'ECG en cours de visualisation, ledit moyen de mémoire pouvant être lu à tous instants déterminés par commande manuelle.

15 9 - Dispositif selon la revendication 8, caractérisé en ce que l'oscilloscope comprend deux moyens d'écran et en ce que le moyen de mémoire est lui-même divisé en deux blocs correspondant à chacun des moyens d'écran.

20 10 - Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que chaque bloc de mémoire est lui-même divisé en un ensemble de pages adressables individuellement et en ce que des commutateurs à bouton-poussoir disposés en regard de l'ensemble de lignes correspondant à une page sont associés à l'écran d'oscilloscope pour permettre à l'opérateur de sélectionner une page à lire dans la
25 mémoire.

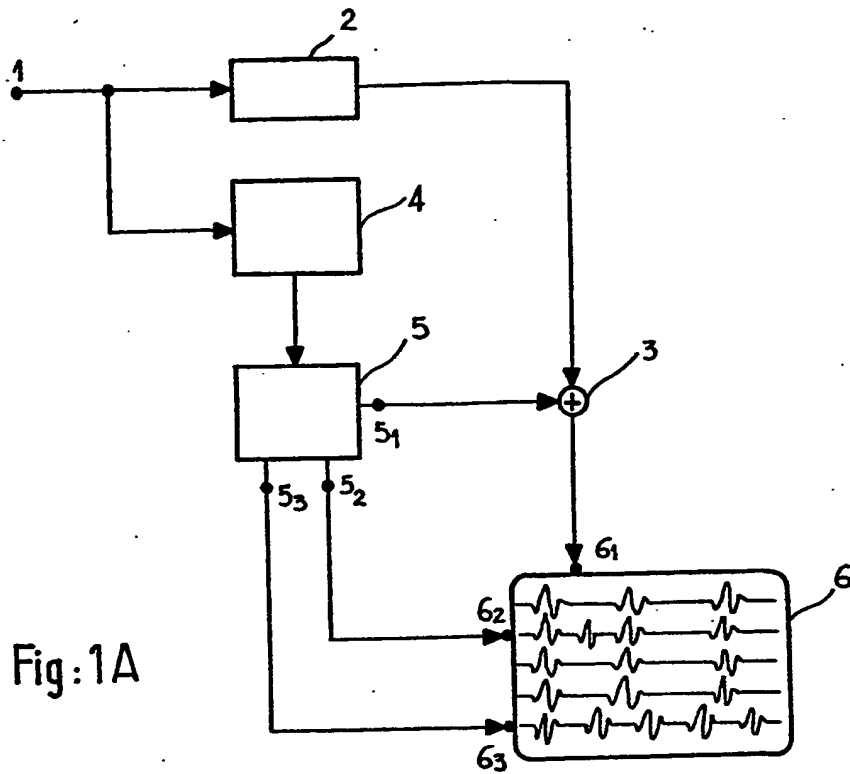


Fig:1A

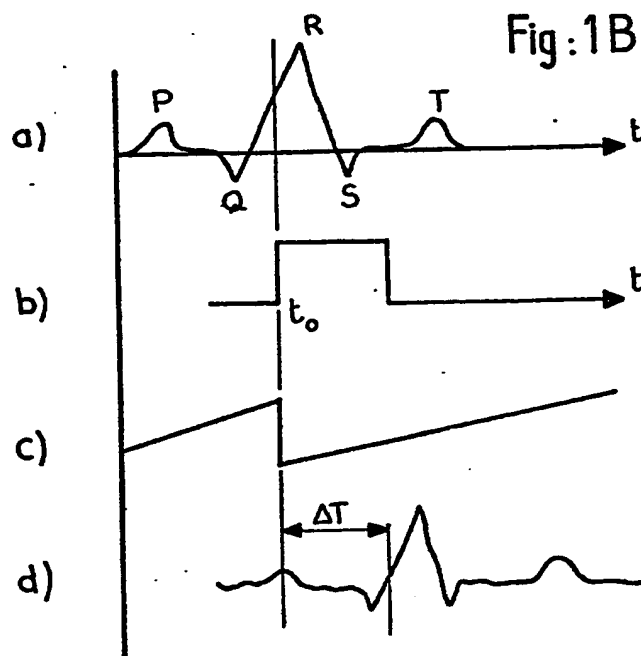
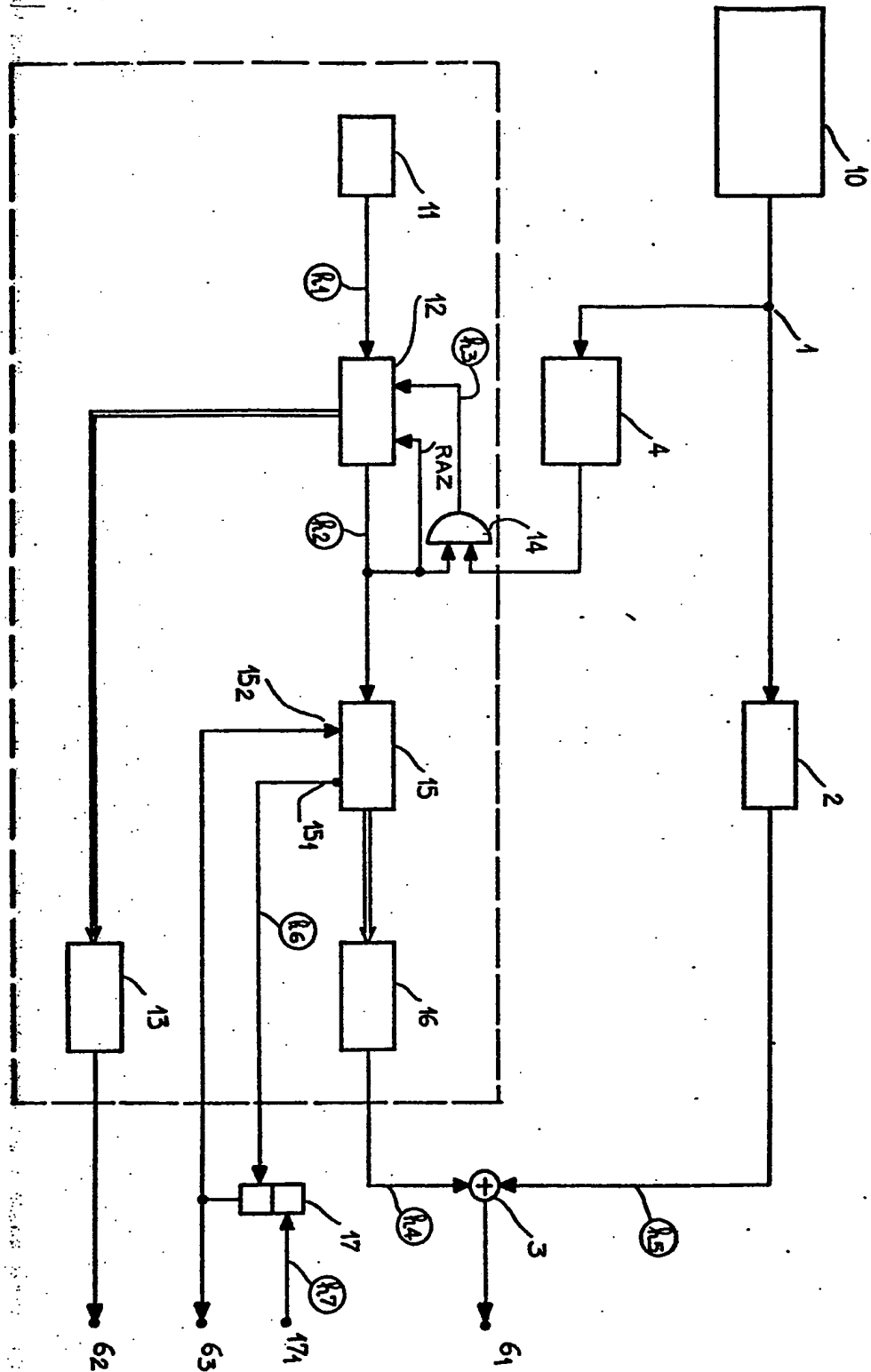


Fig:1B



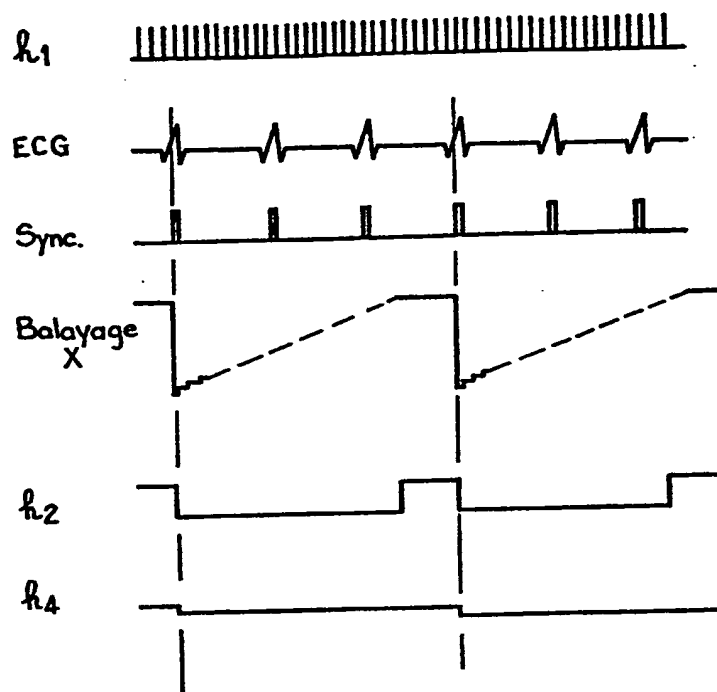


Fig: 3

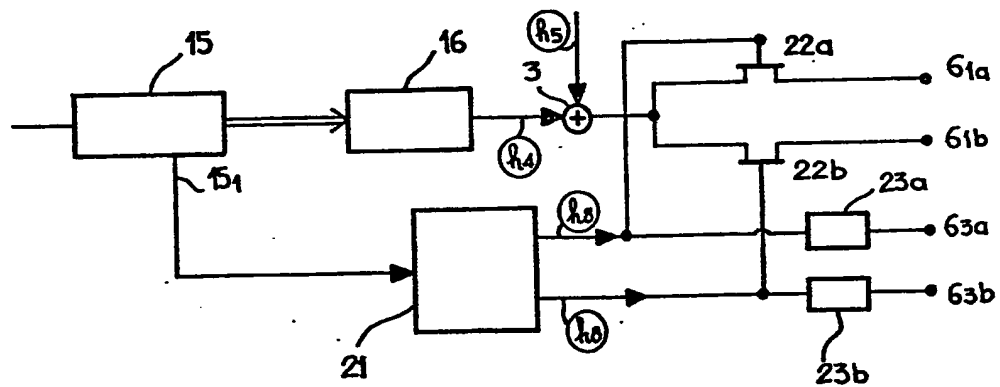


Fig: 4

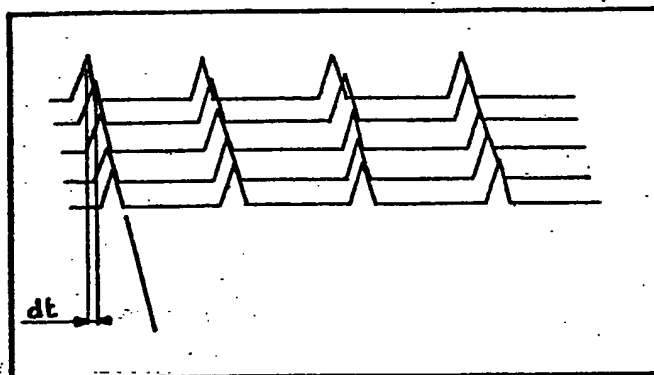


Fig: 5

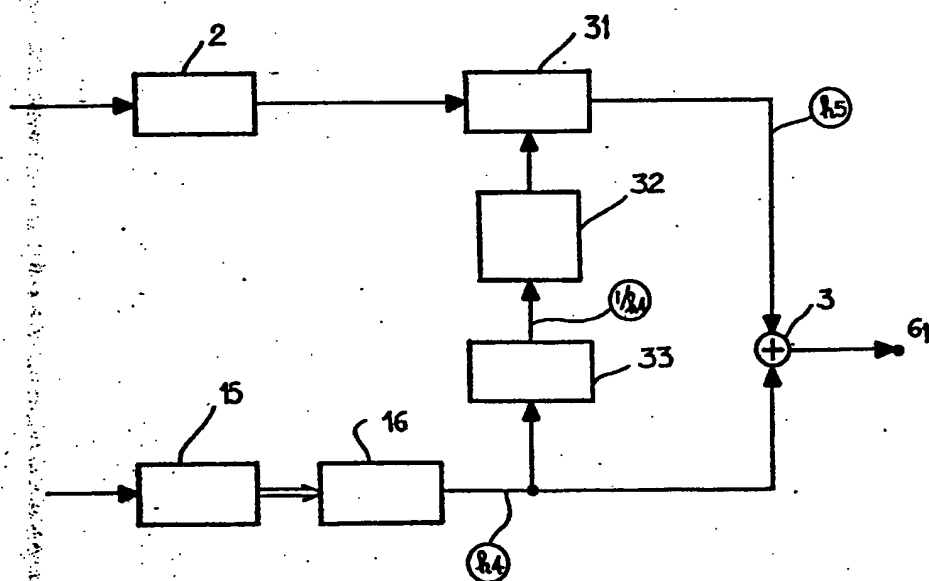


Fig: 6

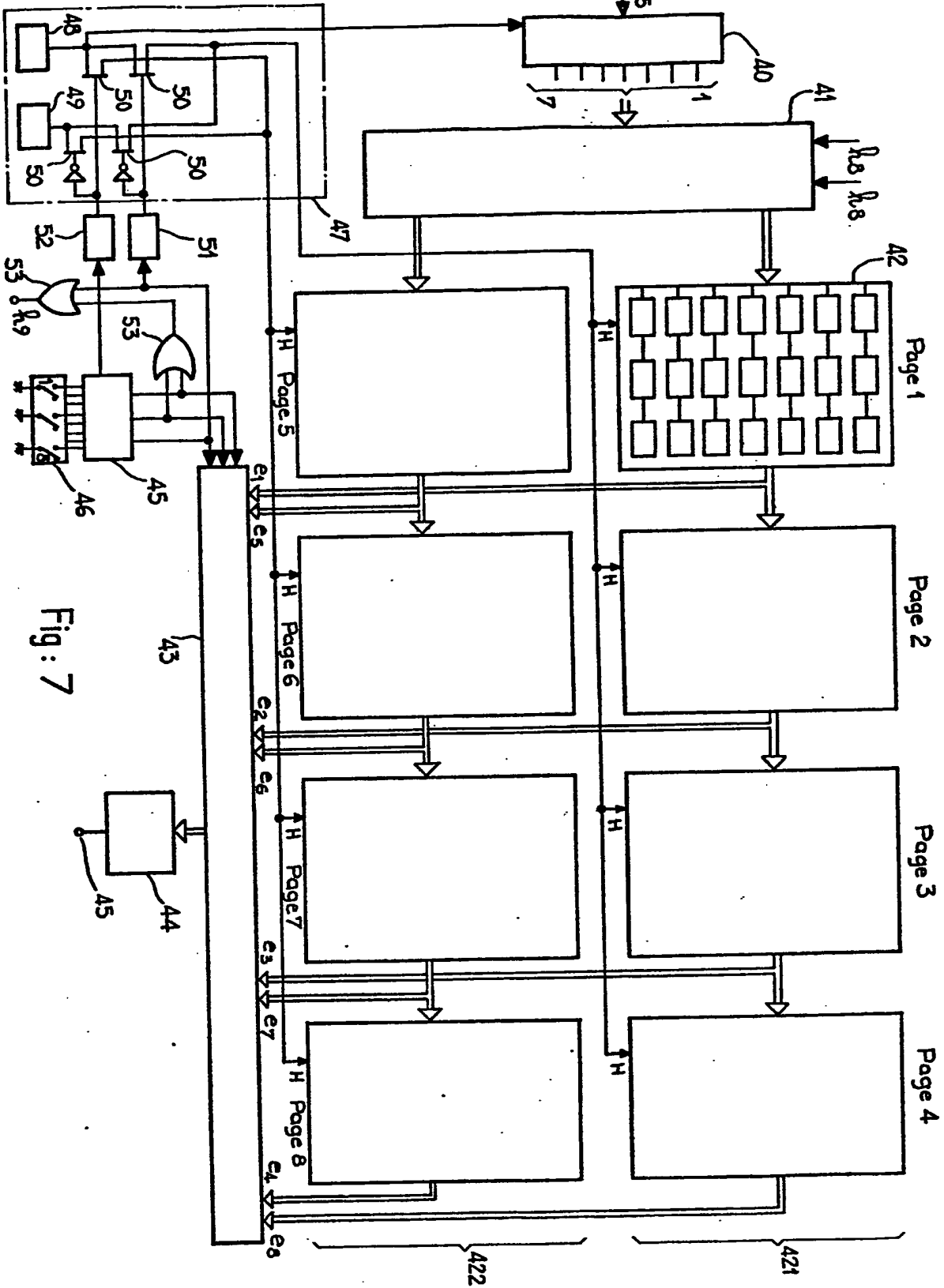


Fig. 7

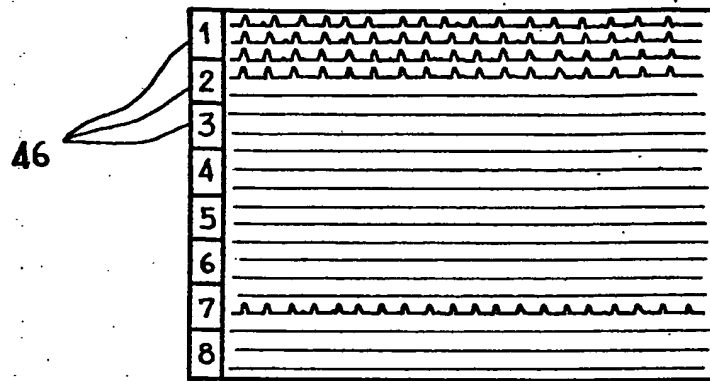


Fig: 8

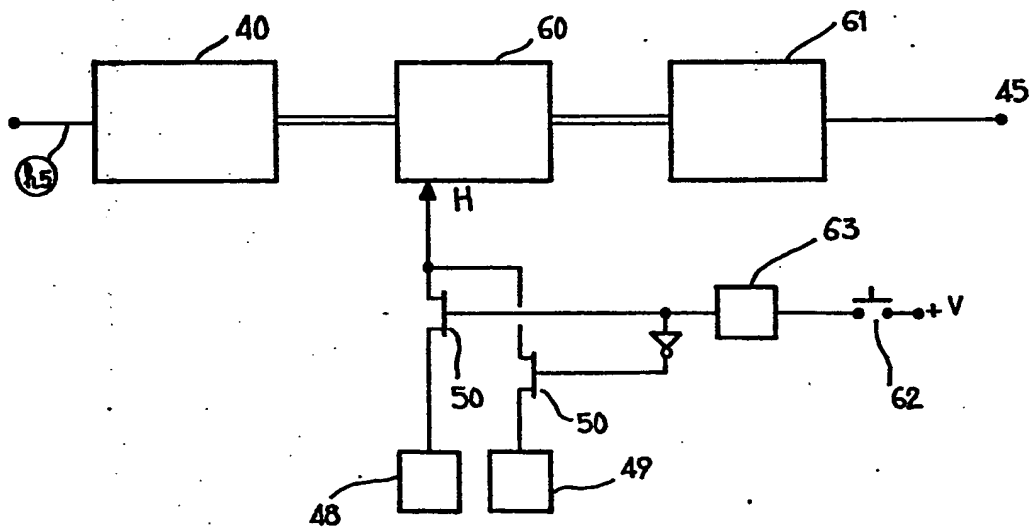


Fig: 9